

IMPLANTABLE MEDICAL DEVICE WITH ELECTROMAGNETIC ACCELERATION TRANSDUCER

Publication number: JP2001516627 (T)

Publication date: 2001-10-02

Inventor(s):

Applicant(s):

Classification:

- international: G01P15/11; A61N1/05; A61N1/365; A61N1/378; A61N1/39; G01P15/00; G01P15/08; A61N1/05; A61N1/365; A61N1/372; A61N1/39; G01P15/00; (IPC1-7): A61N1/365; A61N1/39; G01P15/00; G01P15/11

- European: A61N1/05N; A61N1/365B6; A61N1/378B

Application number: JP20000511548T: 19980902

Priority number(s): US19970928880 19970912; WO1998US18128 19980902

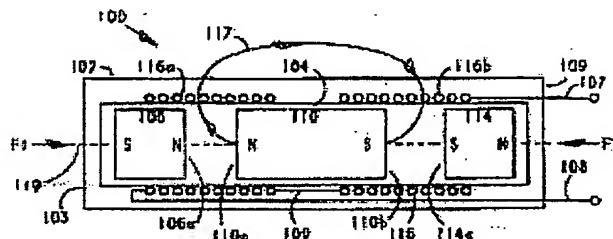
Also published as:

WO9913940 (A1)
US5941904 (A)
CA2303052 (A1)
EP1011798 (A1)

Abstract not available for JP 2001516627 (T)

Abstract of corresponding document: **WO 9913940 (A1)**

An implantable medical device (50, 60) containing an electromagnetic accelerometer (100) which includes a rigid shell (102) with a cavity (104) in which two magnets (106, 114) are fixed at either end of the rigid shell and one magnet (110) is allowed to move between the fixed magnets. The three magnets are arranged so that the movable magnet is suspended between the fixed magnets by magnetic forces from the fixed magnets. A coil of wire (116) surrounds the shell and magnets. An acceleration of the accelerometer causes a displacement of the movable magnet with the cavity. As a result, an electrical current is induced in the coil of wire. The voltage in the coil of wire is proportional to the acceleration experienced by the accelerometer. The electromagnetic accelerometer is particularly useful in an implantable pacemaker (50) or defibrillator and can be included in either or both a lead (60) or the housing of the pacemaker (50). Further, the accelerometer generates its own voltage in response to acceleration and the resulting electrical energy can be used as a power source.



Data supplied from the **esp@cenet** database — Worldwide

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公表特許公報 (A)

(11)特許出願公表番号

特表2001-516627

(P2001-516627A)

(43)公表日 平成13年10月2日(2001.10.2)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テマコード(参考)
A 6 1 N	1/365	A 6 1 N	1/365
	1/39		1/39
G 0 1 P	15/00	G 0 1 P	15/11
	15/11		15/00
			A

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 25 頁)

(21)出願番号 特願2000-511548(P2000-511548)
(86) (22)出願日 平成10年9月2日(1998.9.2)
(85)翻訳文提出日 平成12年3月13日(2000.3.13)
(86)国際出願番号 PCT/US98/18128
(87)国際公開番号 WO99/13940
(87)国際公開日 平成11年3月25日(1999.3.25)
(31)優先権主張番号 08/928, 880
(32)優先日 平成9年9月12日(1997.9.12)
(33)優先権主張国 米国 (US)
(81)指定国 EP(AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), CA, JP

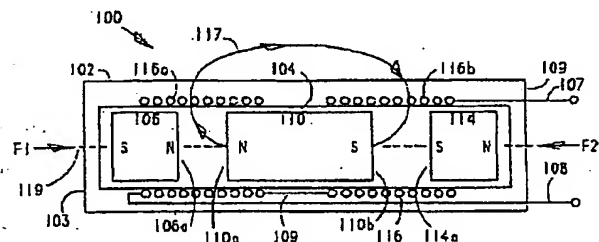
(71)出願人 インターメディクス インコーポレーテッド
アメリカ合衆国 テキサス州 77515 ア
ングルトン テクノロジー ドライヴ
4000
(72)発明者 ジョンソン, マシュー エム
アメリカ合衆国 テキサス州 77515 ア
ングルトン ボックス 118 ルート 3
(72)発明者 ディーノ, ドン カーティス
アメリカ合衆国 テキサス州 77459 ミ
ズーリ シティ クライバーン コート
3118
(74)代理人 弁理士 柳田 征史 (外1名)

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 電磁式加速トランスジューサを備えた埋込み可能な医用装置

(57)【要約】

2個の磁石(106、114)を剛性シェル(102)のいずれかの端に固定し、一個の磁石(110)を、これらの固定磁石の間で移動できるようにしている空洞(104)のある剛性シェルを含む電磁式加速度計(100)が入っている埋込み可能な医用装置(50、60)。これら3個の磁石は、可動磁石を、固定磁石からの磁力で固定磁石間に浮遊させるように配置されている。電線コイル(116)が、剛性シェルと磁石を取り巻いている。加速度計の加速により、空洞内で可動磁石が移動する。その結果、電線コイルに電流が誘導される。電線コイルに発生する電圧は、加速度計が受ける加速に比例する。この電磁式加速度計は、埋込み可能なペースメーカー(50)または細動除去器に特に有用であり、ペースメーカー(50)のリード(60)と管体、あるいはそのいずれかに含めることができる。さらに、この電磁式加速度計は、加速に応じて、それ自体の電圧を発生させ、その結果得られる電気エネルギーを電源として使用できる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 筐体（50、60）と、

前記筐体内に取り付けられた少なくとも1つの加速度計（100）と、
を備える埋込み可能な医用装置であって、
前記加速度計が、複数の磁石（106、110、114）を含む電磁式加速度計
であることを特徴とする埋込み可能な医用装置。

【請求項2】 前記電磁式加速度計（100）が、前記空洞（104）を画
成する内壁を含むシェル（102）をさらに備え、また前記複数の磁石が、
前記空洞内に固定状態に設けられた第1の磁石（106）と、
前記空洞内に摺動状態に設けられた第2の磁石（110）と、
前記空洞内に固定状態に設けられた第3の磁石（114）と、
を含み、
前記第2の磁石（110）が、前記第1および第3の磁石（106、114）と、
前記空洞内で前記第2の磁石の移動を検出する手段（116）との間にあるこ
とを特徴とする請求項1記載の埋込み可能な医用装置。

【請求項3】 前記第1、第2、第3の磁石（106、110、114）が
、前記空洞（104）内で、概ね同一直線上に配置されて、前記第1と第2の磁
石（106、110）が第1の一对の隣合う面（106a、110a）を含み、
また前記第2と第3の磁石（110、114）が第2の一对の隣合う面（110
b、114a）を含むようにしていることを特徴とする請求項2記載の埋込み可
能な医用装置。

【請求項4】 前記磁石（106、110、114）が前記空洞（104）
内に配置されて、前記第1の一对の隣合う面（106a、110a）が前記第1
と第2の磁石の同じ極を含み、また前記第2の一对の隣合う面（110b、11
4a）が前記第2と第3の磁石の同じ極を含むようにしていることを特徴とする
請求項3記載の埋込み可能な医用装置。

【請求項5】 前記シェル（102）が縦軸線を含み、また少なくとも1個
の磁石が、加速に応じて、前記空洞に関して前記縦軸線に沿って移動すること
を特徴とする請求項1から4のいずれかに記載の埋込み可能な医用装置。

【請求項6】 前記空洞に巻付けられた電線コイル（116）をさらに含み、磁石が前記空洞に関して移動するときに、前記電線コイルに電流が誘導されることを特徴とする請求項1から5のいずれかに記載の埋込み可能な医用装置。

【請求項7】 前記医用装置が、電気的な刺激を発生させる、前記リードに接続された手段と、前記加速度計と、前記刺激発生手段との間で電氣的にやり取りをして、前記加速度計の前記出力信号に応じて前記刺激を変更する手段と、を含む心臓刺激装置（50）を備えることを特徴とする請求項1から6のいずれかに記載の埋込み可能な医用装置。

【請求項8】 前記ペースメーカー用の電源として、前記電線コイルに誘導された前記電流を使用する手段をさらに備えることを特徴とする請求項7記載の埋込み可能な医用装置。

【請求項9】 前記医用装置が、リード本体（60）、心臓刺激装置に結合する近位端（62）、遠位端（63）、前記遠位端付近の少なくとも1つの電極を有するリードを備え、前記加速度計（100）が前記リード本体内に設けられることを特徴とする請求項1から6のいずれかに記載の埋込み可能な医用装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

技術分野

本発明は、一般に、加速度トランスジューサを有する埋込み可能な医用装置に関するものである。さらに具体的に言えば、本発明は、埋込み可能な医用装置に用いられる電磁式加速度計に関する。

【0002】

背景技術

加速度トランスジューサ（一般に、加速度計と呼ばれる）は、外部から加えられた力で発生し、加速度トランスジューサで受けた加速に応じて、電気出力信号を発生させる。一般に、この電気出力信号の電圧の大きさは、その加速に比例する。したがって、加速度トランスジューサの出力信号の電圧の大きさをモニタすることにより、加速度トランスジューサで受けた加速の尺度を決定することができる。

【0003】

加速度計は、ペースメーカーや細動除去器（以後、まとめて、単にペースメーカーと呼ぶ）を含むいくつかの埋込み可能な医用装置への使用など、様々な用途に用いられている。ペースメーカーは、いくつかの理由で、加速度計を使用する。第1に、加速度計は、ペースメーカーの筐体、すなわちペースメーカーの電子回路を収容し、かつ封止する「容器」の中に、人体活動センサとして含められる。加速度計ベースの人体活動センサは、患者の体の全体的な動きに比例した出力信号を提供する。このような人体活動センサからの出力信号を処理すれば、例えば、眠っている患者と、高水準の体の動きのある激しい運動にかかわっている患者とを区別することができる。脈拍数応答形ペースメーカーは、測定された指数に応じて、ペーシング率（すなわち、強制的に心室を鼓動させるために、ペースメーカーが電気パルスを送出す速度）を増減する。人体活動加速度計を使用すれば、体の動きに合わせた脈拍数応答形ペースメーカー用の制御信号を提供できる。脈拍数応答形ペースメーカーは、人体活動加速度計を用いて、いつ患者が激しい運動にかかわっているのかを決定し、したがって、運動中に、患者の代謝負担の増大を満たすよう

に、ペースング率を上げることができる。これと対照的に、この脈拍数応答形ペースメーカは、睡眠中のように、患者がほとんど動きを示さないとき、好ましくは、患者の心臓が鼓動する回数が減るときに、ペースング率を下げる。人体活動センサとして用いられる加速度計の例は、米国特許第5,014,700号、第5,031,615号、第5,044,366号に開示されている。

【0004】

ペースメーカ・システムにおいて、他の目的でも、加速度計が用いられる。ペースメーカを心臓に結合するペースメーカ・リードに加速度計を組み込もうとする試みが数々行われてきた。一般に、ペースメーカ・リードは、1本または複数の導線を含む細いたわみケーブルである。ペースメーカ・リードの一端は、ペースメーカ容器上のヘッダ・プラグに結合し、また当該リードの他端は、1つ、または複数の導電電極を含む。リード・ベースの加速度計を使用すれば、リードが結合される心臓壁面の加速を測定できる。さらに、リード加速度計を使用すれば、収縮と排出の比率などの様々な生理的パラメータを決定できることも知られている。さらに、リードに組み込まれた加速度計を使用すれば、電極を埋め込んだ心室が、ペースメーカで発生したペースング拍動に応じて収縮したかどうかを判定できる。このような判定は、「捕獲検証」と呼ばれている。

【0005】

米国特許第5,304,208号は、電子前置増幅回路網に接続されたリード・ベースの加速度計を開示している。とはいえ、この加速度計および関連電子装置をペースメーカ容器に結合するために、その加速度計は、余分の1対の導線をペースメーカ・リードに含めるよう求めている。一般には、リード内の一本の導線は、一度埋め込まれると、切断されて、ペースメーカの動作を中断させ、外科的な修理を必要とするおそれがあることも認識されている。このような手術は、明らかに、患者の危険と不安を高める。さらに、リード内の導線の数が増すにつれて、導線が切断されるおそれが高まる。したがって、ペースメーカ・システムの信頼性を向上させるために、心臓リード内の導線の数減らすことが非常に望ましい。さらに、リード内に含まれる導線の数減らせば、リード内で導線が切れるおそれが少なくなる。

【0006】

米国特許第5,304,208号の加速度計などの多くの加速度計は、その動作のために電力を必要とする。埋込み可能なペースメーカーや細動除去器は、一般に、ペースメーカーの容器に納められたバッテリーで動作する。バッテリーは、限られた量の電気エネルギーしか蓄えていないから、ペースメーカーができる限り少ない電力を使用することが非常に望ましい。したがって、ペースメーカーは、最小電力消費用に設計されている。動作のために電力を必要とする加速度計（例えば、米国特許第5,304,208号において使用されるもの）は、このような理由で望ましくない。

【0007】

加速度計からの出力信号は、一般に、加速度計の出力信号を調整して、ペースメーカーで使用するために、増幅とフィルタリングを必要とする。増幅とフィルタリングの回路は、動作する電力を必要とし、それにより、ペースメーカーのバッテリー上に追加の電力ドレンを課する。したがって、加速度計のように、ペースメーカーに結び付けられたトランスジューサでは、できる限り少ない増幅および／またはフィルタリングを必要とする電気出力信号を発生することが望ましい。

【0008】

それゆえに、とくに、埋込み可能な医用装置に使用するために、上で考察された欠点を解決する加速度計が必要となる。このような加速度計は、捕獲検証のために、あるいは様々な血行力学的パラメータを決定するために、心臓にペースメーカーを結合する代表的な心臓リード内に含まれるくらい小さいものでなければならない。このような加速度計をリードに組み込むとすれば、その加速度計は、好ましくは、リード内の導線の数をもっと少なくすることを求めることになる。さらに、そのような加速度計は、あるいは少ない動作電力を必要とし、それにより、ペースメーカーのバッテリー上には、ドレンがほとんどないか、またはまったくなくなる。さらに、この加速度計が、増幅とフィルタリングをほとんど必要としない出力信号を発生させれば、バッテリー・ドレンを、最小限に抑えることができる。

【0009】

発明の開示

したがって、2個の磁石を剛性シェルのいずれかの端に固定し、第3の磁石を、これらの固定磁石の間で往復できるようにしている空洞のある剛性シェルを含む電磁式加速度計を備えた埋込み可能な医用装置が、ここに提供されている。これらの3個の磁石は、加速度計が加速されていないときに、可動磁石を、固定磁石からの磁力で固定磁石間に浮遊させておくように配置されている。電線コイルが、剛性シェルと磁石を取り巻いている。加速度計の速度の変化により、空洞内で可動磁石が移動する。その結果、電線コイルに電流が誘導される。電線コイルに発生する電圧は、加速度計が受ける加速に比例する。この電磁式加速度計は、埋込み可能なペースメーカまたは細動除去器に特に有用であり、ペースメーカのリードか、筐体のいずれかに含めることができる。さらに、この加速度計は、加速に応じて、それ自体の電圧を発生させ、その電圧を電源として使用できる。

【0010】

発明を実施するための最良の形態

本発明の他の目的と利点は、添付図面を参照の上で、以下の詳細な説明を読めば、明白となろう。

【0011】

次に、図1を参照して、好適な実施の形態に基づいて構成された電磁式加速度計100は、一般に、シェルすなわち筐体102と、3個の磁石106、110、114が納められている空洞104を含む。磁石106、110、114は、図に示される通りに、同一直線上に配置される。電線コイルは、空洞104の周りに設けられる。シェル102は、好ましくは、剛性の気密封止材料（例えば、セラミック）でできていて、埋込み可能なリード内か、ペースメーカ容器内のいずれかに嵌まるように適切なサイズに作られている。コイル116は、シェル102に埋め込んでもよい。別法として、シェル102は、このシェルと空洞との間に、コイルが巻かれる空間を含んでもよい。

【0012】

電線コイル116は、好ましくは、図1に示されるやり方で、空洞104の周りで、軸方向に巻かれた細い絶縁被覆電線で構成されている。導線107と10

8は、加速度計100からの出力信号を提供し、直接に、電線コイル116の両端に結合する。コイル116は、好ましくは、導線109で連絡された、間隔を置く2つのコイル部分116aと116bを含む。コイル部分116aは、それぞれ磁石106と110の隣接する端106aと110aのほぼ近くで、空洞104に巻き付けられている。コイル部分116bは、それぞれ磁石110と114の隣接する端110bと114aのほぼ近くで、空洞104に巻き付けられている。コイル部分116aおよび116bと導線109の配置、コイルを含む電線のサイズ、コイルを製造する材料、コイルの巻数は、以下でさらに詳しく考察される通り、加速度計100の出力電圧信号を最大にするように決定される。コイル116は、電線コイルではなくて、導電トレースを、絶縁基板上にコイル状の配置構成で電着させて作ってもよい。

【0013】

さらに、図1を参照して、磁石106と114を、空洞内で、空洞の両端に固定する。固定される磁石106と114は、エポキシ樹脂または他の適切な接着剤を用いて、空洞104の両端に接着させる。しかしながら、磁石110は、空洞104には固定されず、したがって、移動でき、加速度計100上に外部から加えられた力に応じて、空洞104内で往復運動ができる。空洞104は、テフロンまたは他のフルオロポリマーなどの減摩材で裏打ちされている。固定磁石106、114と可動磁石110は、好ましくは、焼結希土類セラミック、もしくはそれに類する材料から製造される。

【0014】

一般に知られているように、磁石はS極とN極を有する。磁石106、110、114のS極とN極は、図1に示されており、Sは各磁石のS極を表し、またNは、そのN極を表している。同じ極が、隣接する磁石間にあるように、磁石106、110、114を配置している。したがって、固定磁石106のN極は、可動磁石110のN極と隣合い、また固定磁石114のS極は、可動磁石110のS極と隣合っている。別法として、磁石106と110のS極が互いに隣合い、また磁石110と114のN極が隣合うように、これらの磁石の極を逆にしてもよい。一般には、2つの磁石間の同じ極が、これらの磁石に対立する磁力を及

ばすことがわかる。これと対照的に、反対の極は、引き付ける。それゆえ、可動磁石110のN極は、固定磁石106のN極と隣合うから、磁力の結果、可動磁石110は、固定磁石106から押し離されて、固定磁石114に向かおうとする。同様に、可動磁石110のS極は、固定磁石114のS極と隣合うから、別の磁力の結果、可動磁石110は、固定磁石114から押し離されて、固定磁石106に向かおうとする。固定磁石106、114と可動磁石110との間の磁気相互作用から、可動磁石110上に発生した2つの対立する磁力の大きさが等しい（ただし、方向が反対）場合には、可動磁石110は、図1に示される通り、空洞104内の中央位置に押しやられる。したがって、加速度計が加速力を受けないときに、可動磁石は、固定磁石106、114より、空洞104内で静止状態に保たれる。

【0015】

さらに、電線コイルのすぐ近くで、磁界が変化すると、この電線コイルに電流が誘導されることも知られている。静止磁界、すなわち振幅と方向が変化しない磁石磁界では、電線コイルに電流は誘導されない。したがって、可動磁石110が、静止状態にあって、かつ図1に示される通り、空洞104内の中央にある場合、電線コイル116には電流が誘導されず、したがって、加速度計が、導線107と108上に、ゼロ電圧の出力信号を発生させる。

【0016】

さらに図1を参照して、縦軸線119に沿って、力が、加速度計100の一端または他端に加えられる場合には、加速度計100は、外部から加えられた力の方向に、加速を受ける。とはいえ、可動磁石110の慣性により、この可動磁石は、加速度計100から受ける加速にさからって、可動磁石110を、空洞104内で移動させる。したがって、力F1が、加速度計100の左側103に加えられる場合には、加速度計100は、加えられた力に応じて、右側に押しやられる。しかしながら、可動磁石110は、加速度計100の動きにさからい、したがって、左方に（すなわち、加えられた力F1の反対方向に）、可動磁石110を相対運動させる。同様に、力F2が、加速度計100の右側109に加えられる場合には、加速度計100は左方に動く。

【0017】

電線コイル116内で、可動磁石110を動かすと、磁界が変化して、電線コイル116に電流が誘導される。さらに、コイル116に誘導される電流の大きさは、加速度計100が受ける加速の大きさに比例する。したがって、導線107と108の間の電圧は、加速度計100が受ける加速に比例する。外部から加えられた力が取り除かれて、加速が終った後では、固定磁石106、114で発生する対立する磁力が、可動磁石を、その中央位置まで押しやる。固定磁石106、114で発生する磁力は、加速度計100が加速を受けている間も、可動磁石110を、いずれの固定磁石にも接触させないくらい大きくなければならない。

【0018】

加速度計の一端から他端まで、連続する1つの電線コイルではなくて、2つのコイル部分116a、116bを用いて、空胴104を包むことが好ましい。仮に、連続する1つの電線コイルを用いるとすれば、磁束線（模範的な磁束線は、線117として示される）は、互いに反対方向に、このコイルの両端を通り抜けて、逆方向の電流を、コイルのいずれかの端に発生させ、それにより、ゼロ・アンペアの正味電流を発生させることになる。コイル部分116aは、好ましくは、コイル電線116bと反対の方向に空胴104に巻付けられる。これら2つのコイル部分を互いに反対の方向に巻くことにより、一方のコイル部分に誘導された電流は、他方のコイル部分に誘導された電流に寄与し、仮に2つの電線コイルを同一方向に巻いた場合の結果とは異なり、他のコイル電線に誘導された電流を相殺できない。別法として、コイル部分116a、116bは、通常の当業者に知られているように、両方のコイル部分に誘導された電流が、互いに相殺するのではなくて、加え合うようにできるやり方で、同一方向に巻かれていてもよい。

【0019】

さらに大きい出力信号（すなわち、電圧）を、望ましいように発生させるには、可動磁石110を、空胴104内で、できる限り自由に移動できるようにすることが重要である。可動磁石110を、自由に移動できるようにするには、空胴

104内の空気をすべて取り除く必要がある。すなわち、真空を導き、また空洞を封止することになり、好ましくは空洞内の空気圧を0.1気圧よりも低くする。別法として、可動磁石の周りに空気道を設けるために、空洞の一侧に沿って、容器102に、軸方向の穴を設けてもよい。

【0020】

動作の際、図1の電磁式加速度計100は、この加速度計100に外力が加えられてないとき、好ましくはゼロの出力電圧を発生させる。加速度計100が、縦軸線に119に沿って1成分を有する外力から加速を受けるときには、導線107と108上の出力電圧は正（または、加速を生むように加えた力の方向に応じて負）となる。加速度計100に往復性の力を加えて、この加速度計を、縦軸線119に沿って前後に動かせる場合には、導線107と108上の出力電圧は、正の電圧値と負の電圧値間を往復する。このような場合、その加速度は、導線107と108間のピーク・ピーク電圧を測定すれば、決定できる。

【0021】

この出力電圧の大きさは、可動磁石110の磁界の大きさに比例する。したがって、さらに高い電圧の出力信号が求められる場合には、磁石110と関係のある磁界の強さを増さなければならない。可動磁石110の磁界は、一般に、この磁石の質量を大きくする（すなわち、可動磁石110をさらに大きくする）か、あるいは、通常の当業者に知られている他の任意の技法により、強めることができる。可動磁石をさらに大きくすると、電磁式加速度計100の全体サイズも大きくしなければならない。

【0022】

さらに、空洞104の周りに、2つ以上の電線コイルを組み込めば、加速度計の出力電圧を高くすることができる。2つ以上のコイルを、同軸状に巻くことができるが、コイルを空洞の周りに111に隣接させて巻き、各コイルに誘導された電流が、他のコイル（1つ、または複数）に誘導された電流に寄与するようにしている。

【0023】

さらに、好適な実施の形態の電磁式加速度計は、縦軸線119に沿った加速に

対して最大出力信号を発生させるという意味での単軸装置であることも認識されるべきである。それにもかかわらず、この加速度計は、軸線119と角度(90°以外)をなす加速に対しても、さらに低い電圧レベルではあるが、出力電圧を発生させる。互いに90°の角度をなして取付けられた2つ、ないし3つの加速度計を使用すれば、2軸または3軸の加速度計装置を提供できる。

【0024】

好適な実施の形態の電磁式加速度計は、好都合なことに、ペースメーカや細動除去器(以後、両方ともペースメーカと呼ぶ)などの埋込み可能な医用装置に使用できる。次に図2を参照して、ペースメーカ50は、リード60を含み、ここでは、リードの一端62(「近位」端と呼ばれる)がペースメーカ50に結合し、また他端63(「遠位」端)が、患者の心臓40に結合する。患者の心臓に結合されたリードの遠位端は、1つ、または複数の電極を含む。図2のリード60は、チップ電極すなわち陰極電極70とリング電極すなわち陽極電極80を含む。電極70と80は、リード60内の導線(図には示されていない)を経て、ペースメーカ50に結合する。電磁式加速度計100は、好ましくは、リード60内で、電極70と80の間に設けられるか、電極70に剛性一体状に固定されるか、あるいは、電極70が電磁式加速度計100の外面の一部となるようにする。

【0025】

浮遊した磁石110の質量と、摺動からの制動とともに磁石106と114のばね状の動作、あるいは、コイル116の機能的な力または磁気制動が、メカニカルフィルタを成して、発生した加速度信号の周波数応答を形成する。このような設計は、好ましくは、周波数範囲3~30Hzにおいて動きを高めるように決められる。

【0026】

標準の埋込み技法に基づいて、チップ電極70を、心室の心筋層に差し込む。心室が収縮するときのように、チップ電極70を差し込んだ心臓壁面が動くと、加速度計100は、心臓壁面の加速を感知して、心臓壁面の加速に比例した出力電圧を発生させる。加速度計100からの出力電圧は、リード60を経て、ペースメーカ50に送られ、そこで、加速度計100が出力した電圧が処理される。

ペースメーカ50は、加速度計の出力電圧を使用して、捕獲検証を決定し、様々な生理的パラメータなどを測定する。

【0027】

次に、図3を参照して、陽極80、電磁式加速度計100、陰極70を含むリード60の略配線図が示されている。導線61は、陽極80を、リード60を経てペースメーカに接続する。同様に、導線63は、陰極70を、リード60を経てペースメーカに接続する。導線107を、加速度計100から導線61に連絡することから、リード60には、ただ1本の余分の導線108が求められる。したがって、好適な実施の形態に基づいて構成された加速度計100は、リード内の既存の導線のうちの1本を共用し、そのために、リード60には、ただ1本の余分の導線108が求められる。さらに、心臓リード内に、ただ1本の余分の導線を求める際、リード内で導線が切れる危険が高まる事態を最小限に抑えておく。

【0028】

再び、図2を参照して、ステアリング・スタイレット67は、軸方向にリード本体60に通される。リードを埋め込んで、外科医が、適切な経路を経て、リードの遠位端をペースメーカから、リードの遠位端の電極が埋め込まれる心室へ導くことができるようにするとき、一般に、ステアリング・スタイレット67が使用される。リードが埋め込まれると、ステアリング・スタイレット67は取り除かれて、次に、外科医が、リード60をペースメーカ50に接続する。したがって、アダプタを加速度計内に含めて、ステアリング・スタイレットが接触するつがい面を設けることが好ましいであろう。次に、図4を参照して、心臓リード60内に設けられる加速度計100が示されている。スタイレット・アダプタ130は、好ましくは、加速度計100の一部として含まれる。スタイレット・アダプタ130は、スタイレット67の遠位端68を受取る開口131を持つ接触面132を含む。リードが、適切な心臓組織に正しく埋め込まれると、外科医が、このスタイレットを取り除くが、加速度計100とスタイレット・アダプタ130は、リード60内にとどめておく。

【0029】

さらに、加速度計のシェル102の外周（図1）には導電部分を含め、それにより、シェル102の外周を、リード内の電極の1つとして役立てることも好ましい。例えば、シェル102の外周は、陽極電極80として使用され、それにより、この陽極と加速度計とを物理的に結合して、心臓リードが複雑とならないようにする。この例では、シェル102は、好ましくは、チタン、もしくはIROX被覆チタンで作られることになる。

【0030】

図5を参照して、加速度計100には、ステアリング・スタイレットを受取るための長手方向の中空中心部分129を含めることが好ましいであろう。したがって、ステアリング・スタイレットは、加速度計100に押し込まれて、チップ電極に結合する。この実施の形態において、磁石106、110、114は、ステアリング・スタイレットが、これらの磁石の中心穴を通れるように成形された環状磁石またはドーナツ形磁石である。内部剛性管を、ステアリング・スタイレットと、磁石の穴の内周の間に設けて、ステアリング・スタイレットがこれらの磁石と干渉しないようにしている。

【0031】

捕獲検証のためや、様々な血行力学的パラメータを決定するためには、好適な実施の形態による加速度計をリード60の遠位端に設けることが有用である。別法または追加として、本発明の加速度計をペースメーカーの容器内に含め、それにより、例えば人体活動センサを設けることができる。実際は、加速度計をリード内に含め、同時に別の加速度計をペースメーカーの容器内に含めることが望ましいであろう。

【0032】

次に、図6を参照して、ペースメーカーのブロック図400は、2つの加速度計200と300からの信号を処理する。加速度計200は、好ましくは心臓リードに含まれ、また加速度計300は、好ましくはペースメーカーの容器内に含まれる。加速度計200と300は、前に図1を参照して述べられた加速度計100と同一である。ブロック図400は、概ね、それぞれの加速度計200と300用のフィルタおよびピーク・ピーク検出器402、406、プロセッサ410、

増幅器412と420、パワーコンディショナ430、電力蓄積装置435を含む。フィルタおよびピーク・ピーク検出器402、406は、低域フィルタリングを行って、公知の技法による各加速度計からの出力信号から、ピーク・ピーク電圧範囲を決定する。それぞれのフィルタおよびピーク・ピーク検出器402、406は、アナログ・デジタル変換器403、407を含む。各アナログ・デジタル変換器403、407の出力は、プロセッサ410に供給される。フィルタおよびピーク・ピーク検出器402のアナログ出力は、線418上で、増幅器420に供給される。フィルタおよびピーク・ピーク検出器406のアナログ出力は、線409上で、増幅器412に供給される。増幅器412からの出力信号は、入力信号として増幅器420に供給される。増幅器420は、線418上の信号と線419上の信号の差を増幅し、線421上で出力信号を提供する。

【0033】

アナログ・デジタル変換器403、407は、フィルタおよびピーク・ピーク検出器402、406からのアナログ出力信号をデジタル化して、このデジタル化したデータを、デジタル線404、408上で供給する。プロセッサ410は、アナログ・デジタル変換器403、407から得られたデジタル線404と408上のデジタル値を解読し、それに応答して、公知技法に基づいて、線411を経て増幅器412の利得を制御する。

【0034】

実際は、リードベースの加速度計からの加速度信号が、収縮する心室ではなくて、一般人体活動の結果であったときに、ペースメーカーに、その加速度信号を心臓壁面の加速（すなわち、収縮する心室）として混同させるような誤った正信号を避けるために、図6のペースメーカー400が、とりわけ有用である。リード加速度計200も、容器加速度計300も、患者の体の動きを受けることは明らかであろう。したがって、一般人体活動では、双方の加速度計に共通の加速が発生する。したがって、増幅器420は、加速度計200からの出力信号と加速度計300からの出力信号との差だけを増幅し、それにより、双方の加速度計200、300で受ける共通の人体活動加速を相殺する。こうして、増幅器420からの出力信号（線421上）は、一般人体活動ではなく、心臓壁面加速のみに起因

する、リード加速度計200で受けた加速を表している。

【0035】

リード加速度計200と容器加速度計300からの出力電圧は、様々な理由で、大きさが異なることが認識されるべきである。第1に、各加速度計が、図1に示される縦軸線119に沿ってのみ、加速を検出する。一般に、リード加速度計200と容器加速度計300は、異なる向きで患者の体を含められ、したがって、2つの加速度計が同一であっても、それらの加速度計の出力信号の大きさは、異なることになる。さらに、以下でより詳しく説明される通り、容器加速度計300を電源として使用することが望ましいであろう。電源として使用するのが望ましい場合、容器加速度計300は、同一の加速と仮定して、その出力電圧や電流が、リード加速度計200からの出力電圧や電流よりも大きくなるように作ってもよい。したがって、増幅器420が、線418上の信号と線419上の信号の差を計算する（さらに、その差を増幅する）前に、増幅器420への2つの入力信号を互いに校正し合わなければならない。プロセッサ410は、図7に関して、以下で考察される校正法500に基づいて、容器加速度計300に適切な利得補正率を決定し、それに応じて増幅器412の利得を変え、それにより、2つの加速度計を互いに校正し合う。

【0036】

次に、図7を参照して、校正ルーチン500は、好ましくは、増幅器412に適切な利得補正率を決定するために、プロセッサ410で実行される（図6）。ステップ502では、外部加速刺激を患者に加え、それにより、共通の加速度信号をリード加速度計200にも容器加速度計300にも供給する。ステップ504では、双方の加速度計からの出力信号用のピーク・ピーク電圧を決定し、またステップ506では、利得補正率を計算する。この利得補正率は、ピーク・ピークの容器加速度計出力電圧に対するピーク・ピークのリード加速度計出力電圧の比率として、計算される。最後に、ステップ508では、外部加速刺激が終る。校正ルーチン500を完了した後で、プロセッサ410は、利得補正率Gに対応する利得を持つように、増幅器412を設定する。例えば各リード内に1つの加速度計を含め、また容器内に1つ、または複数の追加の加速度計を含める多リー

ド形ペースメーカー・システムでは、3つ以上の加速度計を校正するために、図6の回路と、図7のルーチン校正を、容易に変更することができる。

【0037】

500の校正ルーチンは、埋込みの間、または手術後の処置において、実行できる。ステップ502での外部刺激は、振動台上に患者を仰向けに寝かせる方法などの、様々な技法のどれか1つを用いて実行される。外部ペースメーカー・プログラマ装置（具体的には示されていない）からのコマンドは、好ましくは、ペースメーカー400をトリガして、校正操作モードに入り、校正ルーチン500を実行する。

【0038】

上記の考察から、好適な実施の形態の加速度計100、200、300は、加速に応じて、電圧（すなわち、電力）を発生させることが認識されるべきである。電磁式加速度計からの出力電圧が十分に大きい（好ましくは、少なくとも2〜3ボルト）場合には、この加速度計の信号は、これらのペースメーカーの電子装置の少なくとも一部を直接動作させる有効電力を供給するのに充分であろう。図6を再び参照して、容器加速度計300からの出力電圧を、パワーコンディショナ回路430に供給する。パワーコンディショナ430は、容器加速度計300からの電圧波形を、記憶および電力蓄積装置435に使える形式に変換する。したがって、パワーコンディショナ430は、好ましくは、一般に、公知の回路構築に基づいて、整流と電圧倍増器および／または電圧調整器を含む。電力蓄積装置435は、パワーコンディショナ430からの条件設定済み出力電圧を蓄積するためのバッテリーまたはコンデンサを含む。電力蓄積装置435に蓄積された電気エネルギーを使用すれば、リフレッシュDRAMなどのペースメーカー電子装置の一部を動作させることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

この加速度計の断面図である。

【図2】

ペースメーカーと、図1の加速度計を組み込んだリードの透視図である。

【図3】

加速度計を含むペースメーカー・リードの略配線図である。

【図4】

ステアリング・スタイレットを受取るためのアダプタ付きのペースメーカー・リードに組み込まれた図1の加速度計の断面図である。

【図5】

ステアリング・スタイレットを受取るための長手方向の中空部分を有する加速度計の代りの断面図である。

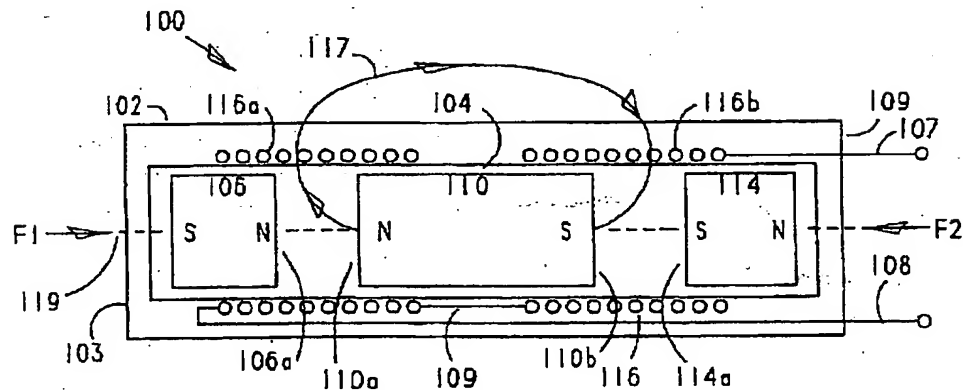
【図6】

2つの加速度計からの加速度信号を処理し、かつ体の動きの補償装置および電源として、一方の加速度計からの加速度信号を使用する好適な実施の形態に基づいて構成されたペースメーカーの電子装置のブロック図である。

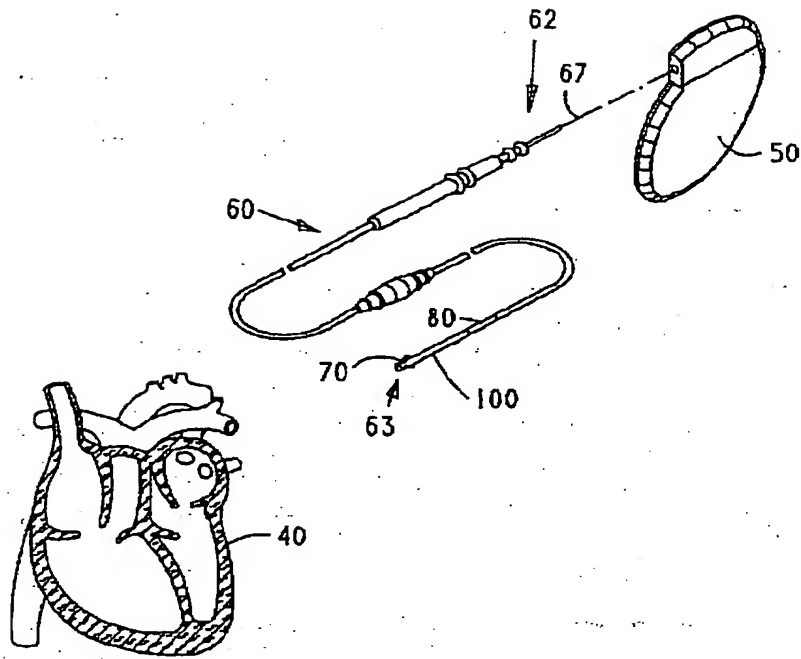
【図7】

図6の加速度計を校正する方法である。

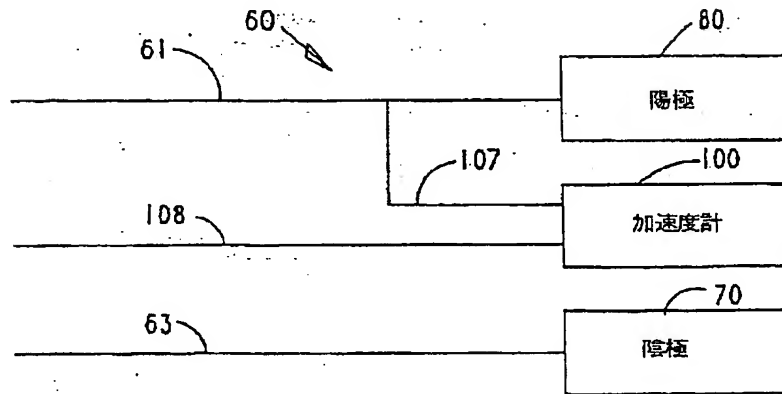
【図1】



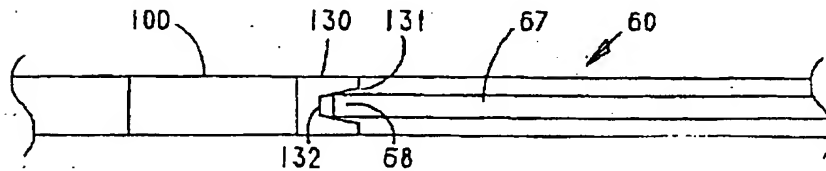
【図2】



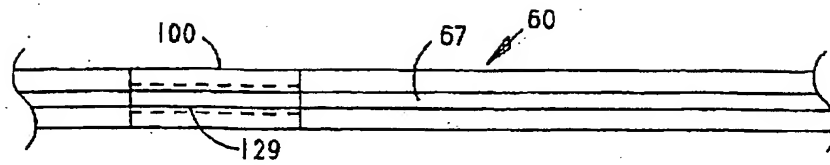
【図3】



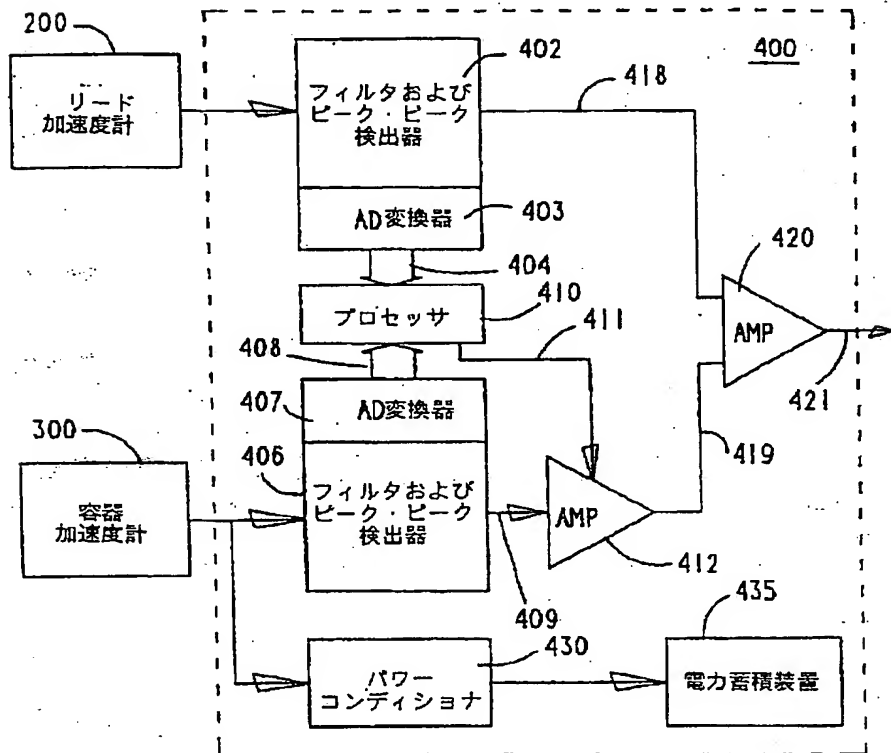
【図4】



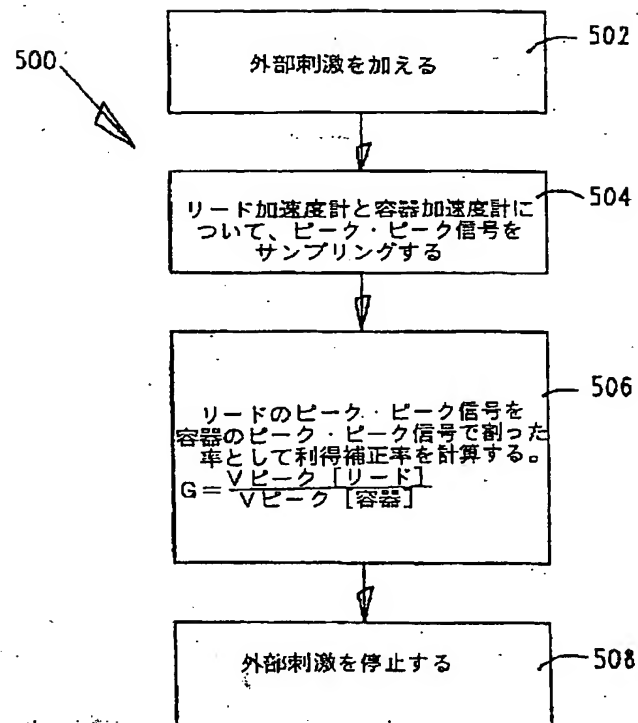
【図5】



【図6】



【図7】



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1992)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Intern. Application No.
PCT/US 98/1812B

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	FR 2 478 996 A (GUERIN JEAN) 2 October 1981 see page 1, line 13 - page 2, line 16; figure 1	1-6,9
A	US 3 943 936 A (SPICKLER JOSEPH WILLIAM ET AL) 16 March 1976 see column 8, line 46-65; figure 8	9
A	GB 2 188 429 A (ITW FASTEX ITALIA SPA) 30 September 1987 see the whole document	2-6
A	US 5 549 650 A (BORNZIN GENE A ET AL) 27 August 1996 see abstract	10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

Internat. Application No
PCT/US 98/18128

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 0278864 A	17-08-1988	FR 2610524 A	12-08-1988
		DE 3871977 A	23-07-1992
DE 3809887 A	05-10-1989	DE 3843160 A	28-06-1990
US 4869251 A	26-09-1989	EP 0254945 A	03-02-1988
		JP 2082791 C	23-08-1996
		JP 7112493 B	06-12-1995
		JP 63094165 A	25-04-1988
FR 2478996 A	02-10-1981	NONE	
US 3943936 A	16-03-1976	US 3835864 A	17-09-1974
		CA 1003904 A	18-01-1977
		DE 2147308 A	23-03-1972
		FR 2107826 A	12-05-1972
		GB 1371034 A	23-10-1974
		GB 1371033 A	23-10-1974
		NL 7112915 A	23-03-1972
		SE 7410205 A	09-08-1974
		US RE30366 E	12-08-1980
GB 2188429 A	30-09-1987	US 4754644 A	05-07-1988
US 5549650 A	27-08-1996	NONE	

フロントページの続き

(72)発明者 ズィナー, アレックス

アメリカ合衆国 テキサス州 77536 デ

ィアー パーク パーク ヴィスタ 3414

Fターム(参考) 4C053 JJ11 JJ18 JJ23 KK02 KK05

KK08